

①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑪ **DE 3720668 A1**

⑤① Int. Cl. 4:
A61 B 8/06

②① Aktenzeichen: P 37 20 668.0
②② Anmeldetag: 23. 6. 87
④③ Offenlegungstag: 5. 1. 89

DE 3720668 A1

⑦① Anmelder:
Schäl, Wilfried, Dr.-Ing., 6380 Bad Homburg, DE

⑦② Erfinder:
gleich Anmelder

⑥④ **Durchflußmesser für Blut**

Der Durchflußmesser arbeitet nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip. Die Sensoren weisen zur einfachen und zweckmäßigen Handhabung und zur Erlangung einer hohen Genauigkeit zum Blutschlauchsystem gehörende Meßein-sätze mit besonderen Einrichtungen zur definierten Ein- und Auskopplung und präzisen Führung der Ultraschallwellen auf.

DE 3720668 A1

1. Durchflußmesser für Blut nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip, dadurch gekennzeichnet, daß der Durchflußsensor einen in das Blutleitungssystem eingefügten formstabilen Meßeinsatz (10) mit definiertem Strömungsquerschnitt und seitlichen Ansätzen (22, 24) zur definierten Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen aufweist.
2. Durchflußmesser nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Längsachsen der seitlichen Ansätze (22, 24) des Meßeinsatzes (10) mit der Längsachse des im Meßeinsatz verlaufenden Strömungskanal (16) einen Winkel in der Größenordnung von 10–60 Grad, vorzugsweise 30 Grad, bilden.
3. Durchflußmesser nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Durchflußsensor eine Halterung (12, 12a; 14, 14a) zur Aufnahme des austauschbaren Meßeinsatzes (10) aufweist, die Ultraschallwandler mit piezoelektrischen Wandlerelementen (26, 28) und mit diesen verbundenen Ankopplungsstücken (30, 32) aufweist, die mit den an den Enden der seitlichen Ansätze (22, 24) befindlichen Kopplungsflächen (34, 36) unter Druck in Berührung stehen.
4. Durchflußmesser nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der mit den Kopplungsflächen (34, 36) in Berührung stehende Teil der Ankopplungsstücke (30, 32) aus einem gummielastischen Material besteht.
5. Durchflußmesser nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Halterung für den Meßeinsatz (10) aus einem die Ultraschallwandler enthaltenden feststehenden Teil (12, 12a) und einem diesem gegenüber federnd gelagerten Teil (14, 14a) zur Fixierung des Meßeinsatzes und zur Erzeugung der an den Kopplungsflächen wirksamen Anpreßkraft besteht.
6. Durchflußmesser nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Querschnittsfläche der seitlichen Ansätze (22, 24) daß 0,5 bis 2fache der Querschnittsfläche des Strömungskanal (10) beträgt.
7. Durchflußmesser nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ultraschallwandler (26, 28) fest mit den seitlichen Ansätzen (22, 24) verbunden sind.
8. Durchflußmesser nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine mit dem Durchflußsensor verbundene Auswertungseinheit (Fig. 5), die eine Einrichtung (57) zur Bildung und Anzeige des Zeitintegrals des Durchflusses aufweist.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Durchflußmesser nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip, der insbesondere für die Blutflußmessung in der Medizin zur Durchflußmessung in extrakorporalen Blutkreisläufen, z. B. bei der Hämodialyse, Hämofiltration und bei Herz-Lungen-Maschinen in Betracht kommt. In entsprechender Ausgestaltung ist er außerdem als implantierbarer Blutflußmesser, z. B. als Bestandteil implantierbarer künstlicher Organe, geeignet. Neben reinen Meß- und Überwachungszwecken kommt auch die Anwendung als Meß-

organ in selbsttätigen Regelungssystemen in Betracht.

Für die einigermaßen genaue Messung des Blutflusses haben bisher hauptsächlich induktive Durchflußmesser Bedeutung erlangt. Zur Blutflußmessung nach dem Induktionsprinzip ist es notwendig, den Strömungskanal in ein quer zur Strömung gerichtetes, möglichst homogenes Magnetfeld zu bringen, so daß quer zur Strömungsrichtung und quer zur Richtung des Magnetfeldes mittels gegenüberliegend am Strömungskanal angeordneter Elektroden eine der magnetischen Flußdichte, dem Elektrodenabstand und der mittleren Strömungsgeschwindigkeit proportionale induzierte Spannung abgegriffen werden kann.

Ein Nachteil der induktiven Durchflußmessung ist der relativ große Aufwand sowie Raum- und Leistungsbedarf für die Erzeugung eines homogenen Magnetfeldes im Bereich der Meßstelle. Eine weitere Schwierigkeit beim Einsatz induktiver Durchflußmesser ergibt sich daraus, daß die induzierten Spannungen, deren Amplitude den Meßwert darstellt, außerordentlich gering sind, so daß bei deren Verarbeitung unter den bei medizinischen Anwendungen häufig ungünstigen Bedingungen bei starken Störfeldern und begrenzten Abschirmungsmöglichkeiten erhebliche Fehler auftreten können.

Ein induktiver Durchflußmesser hat außerdem den Nachteil, daß das Blut über Elektroden mit elektrischen Stromkreisen in Verbindung gebracht werden muß, und daß zur Schaffung dieser Verbindungen zwischen dem nur zum einmaligen Gebrauch bestimmten, auswechselbaren Blutschlauchsystem und den Meßstromkreisen entsprechende elektrische Anschlußvorrichtungen vorgesehen werden müssen, deren Funktion durch den Betrieb in einer durch die Anwendung von Desinfektionsmitteln, Infusionslösungen u. dgl. stets feuchten Umgebung sehr gefährdet wäre.

Zur Messung des Blutflusses ist ferner das Ultraschall-Doppler-Verfahren bekannt. Dieses Verfahren hat prinzipiell den Vorteil, daß es sich um eine wirklich nicht-invasive Messung handelt, und daß insbesondere keine elektrischen Verbindungen zum Meßmedium hergestellt werden müssen. In dem Buch "Replacement of Renal Function by Dialysis" (Hrsg. W. Drukker et al., Verlag Martinus Nijhoff, den Haag, 1978) wird auf S. 267 dieses Verfahren zur Überwachung des Blutflusses bei der Hämodialyse in Betracht gezogen, jedoch insgesamt als zwar theoretisch vorteilhaft aber nach dem Stand der technischen Entwicklung wenig brauchbar bewertet. Eine ausführlichere Bewertung eines handelsüblichen Gerätes zur Messung des Blutflusses nach dem Ultraschall-Doppler-Verfahren findet sich in dem Buch "Technical Aspects of Renal Dialysis" (Hrsg. T. H. Frost, Verlag Pittman Medical, Tunbridge Wells, 1978, S. 210–217). Darin wird die Genauigkeit des Meßgerätes unter verschiedenen Einflüssen untersucht und als etwa vergleichbar mit der Luftblasen-Laufzeit-Methode eingestuft. Diese ist jedoch bekanntermaßen relativ ungenau, so daß auch diese Bewertung Anlaß gibt, nach einer Verbesserung zu suchen.

Der Erfindung lag daher die Aufgabe zugrunde, einen Durchflußmesser für Blut zu schaffen, der eine hohe Meßgenauigkeit ermöglicht und zugleich den besonderen Anforderungen bei medizinischen Anwendungen Rechnung trägt, d. h. auch unter ungünstigen äußeren Bedingungen, wie feuchter Umgebung und Vorhandensein elektromagnetischer Störfelder, routinemäßig benutzt werden kann, und bei dem die mit dem Blut in Berührung kommenden Teile mit geringen Kosten herstellbar und leicht in die üblichen sterilen, zum Einmal-

gebrauch bestimmten Blutleitungssysteme integrierbar sind.

Diese Aufgabe wird, ausgehend von dem an sich bekannten Prinzip der Blutflußmessung nach dem Ultraschall-Doppler-Verfahren, im wesentlichen dadurch gelöst, daß der Sensorteil des Durchflußmessers einen in das Blutschlauchsystem einfügbaren formstabilen Meßeinsatz mit definiertem Strömungsquerschnitt und seitlichen Ansätzen zur definierten Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen aufweist.

Weitere Eigenschaften und Vorteile der Erfindung sowie weitere Ausgestaltungen ergeben sich aus der folgenden Beschreibung. Von den zugehörigen Abbildungen zeigt

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel eines Sensors für einen Durchflußmesser gemäß der Erfindung,

Fig. 2 eine Draufsicht des Meßeinsatzes für den Sensor,

Fig. 3 eine Seitenansicht des Meßeinsatzes für den Sensor,

Fig. 4 einen Sensor für die Durchflußmessung nach dem Ultraschall-Doppler-Verfahren bekannter Bauart in schematischer Darstellung zum Vergleich,

Fig. 5 ein Blockschema einer Schaltungsanordnung für die Signalverarbeitung,

Fig. 6 ein Ausführungsbeispiel eines implantierbaren Durchflußsensors.

In Fig. 1 ist der Aufbau eines Durchflußsensors für einen Durchflußmesser entsprechend der Erfindung gezeigt. Bei diesem Beispiel handelt es sich um einen Durchflußsensor, der sich besonders für Anwendungen eignet, bei denen zum einmaligen Gebrauch bestimmte Blutleitungssysteme eingesetzt werden, wie z. B. bei der Hämodialyse üblich ist. Die Abbildung ist nur ein Schema, das die hauptsächlichsten Bestandteile und ihr Zusammenwirken veranschaulichen soll. Die Anordnung besteht im wesentlichen aus einem Meßeinsatz 10, der zu dem auswechselbaren Blutschlauchsystem gehört, und einer zum festen Bestandteil des Gerätes gehörenden Halterung 12, 14, in der der Meßeinsatz befestigt wird. Die Halterung besteht vorzugsweise aus zwei Teilen, die zur Fixierung des Meßeinsatzes federnd miteinander verbunden sind. Eine Seitenansicht und eine Draufsicht des Meßeinsatzes sind in Fig. 2 bzw. Fig. 3 dargestellt.

Der Meßeinsatz besteht aus einem blutverträglichen, formstabilen und relativ starren Kunststoffmaterial, das sich nach dem üblichen Spritzgießverfahren zu Teilen hoher Maßgenauigkeit und Gleichmäßigkeit verarbeiten läßt. Der Meßeinsatz wird vorzugsweise schon im Herstellerwerk in das Blutschlauchsystem eingefügt, z. B. durch das auch für ähnliche Teile übliche Einkleben der betreffenden Schlauchabschnitte in die Anschlußteile 108, 110 des Meßeinsatzes. Der Meßeinsatz wird mit dem Schlauchsystem sterilisiert, und das gesamte zum einmaligen Gebrauch bestimmte System gelangt so zur Verwendungsstelle, wo es mit der übrigen Apparatur verbunden wird.

Der Meßeinsatz hat in Fortsetzung der angeschlossenen Leitungsteile einen durchgehenden Strömungskanal 16. Von besonderer Wichtigkeit sind die beiden seitlichen, flügelartig ausgebildeten Ansätze 22, 24, die auf den Strömungskanal gerichtet sind und der Ein- bzw. Auskopplung des Ultraschallsignals dienen und außerdem die Funktion haben, die Ultraschallwellen zu führen, d. h. die Ausbreitungsrichtung der eingekoppelten Ultraschallwellen genau zu definieren und ebenso die Richtung der maximalen Intensität der auskoppelten Ultraschallwellen exakt festzulegen. Durch die Wahl der

Querschnittsform und der Querschnittsabmessungen dieser Ansätze kann außerdem die Intensitätsverteilung des Schallfeldes im Strömungsquerschnitt beeinflußt werden, z. B. mit dem Ziel, eine möglichst gute Erfassung des für den Durchfluß maßgebenden Mittelwertes für Strömungsgeschwindigkeit zu erreichen. Die seitlichen Ansätze stehen zur Längsachse des Strömungskanals in einem Winkel z. B. in der Größenordnung von 10–60 Grad. Im Interesse einer hohen Empfindlichkeit ist ein relativ kleiner Winkel vorteilhaft.

Im oberen Teil 12, 12a der Halterung sind die beiden Ultraschallwandler für die Aussendung und den Empfang des Ultraschallsignals angeordnet, und zwar so, daß ihre Achsen die gleiche Richtung wie die der Führung der Ultraschallwellen dienenden Ansätze des Meßeinsatzes haben. Sie bestehen im wesentlichen aus je einem Wandlerelement 26, 28 und einem Ankopplungsstück 30, 32. Die Ankopplungsstücke stehen unter einem gewissen Druck mit den Kopplungsflächen 34, 36 des Meßeinsatzes in inniger Berührung. Die Wandlerelemente sind vorzugsweise Scheiben aus einem piezoelektrischen keramischen Material, die in üblicher Art mit Metallbelägen und elektrischen Anschlüssen ausgestattet sind. Die Ankopplungsstücke bestehen zumindest in dem Teil, der mit den Kopplungsflächen in Berührung kommt, vorzugsweise aus einem elastischen Material, z. B. Silikonkautschuk, so daß sich unter der Wirkung des Anpreßdruckes eine weitgehend homogene und ausreichend große Berührungsfläche ausbildet, die sich möglichst über die gesamte Kopplungsfläche 34, 36 erstreckt. Dadurch wird es überflüssig, zur Verbesserung der Ankopplung besondere Kontaktgele, wie sonst vielfach üblich, zu benutzen.

Der untere Teil 14, 14a der Halterung hat im wesentlichen die Funktion, den Meßeinsatz 10 zu fixieren. Er ist zu diesem Zweck in einer geeigneten Führung federnd gegenüber dem oberen Teil 12, 12a der Halterung gelagert, wie dies in Fig. 1 durch eine Zugfeder 40 rein schematisch angedeutet ist. Selbstverständlich muß hierbei die resultierende Kraft in der Symmetrieachse der Anordnung wirken, was z. B. durch die symmetrische Anordnung von zwei Federn zu erreichen wäre. Der Meßeinsatz weist zu dem gleichen Zweck ein z. B. kragenförmig ausgebildetes Stützelement 38 auf, durch das die Kraft von dem unteren Teil der Halterung auf den Meßeinsatz übertragen wird.

Durch die oben beschriebene definierte Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen werden die Voraussetzungen für eine hohe Genauigkeit bei der Messung der Strömungsgeschwindigkeit geschaffen. Von erheblicher Bedeutung ist außerdem, daß durch die Gestaltung des Meßeinsatzes das Blut vor und hinter der eigentlichen Meßstelle über eine längere Strecke, die ein Mehrfaches des Durchmessers des Strömungskanals beträgt, in einem definierten, gerade verlaufenden Strömungskanal geführt wird, so daß Störungen des Strömungsprofils durch Leitungskrümmungen vermieden werden.

Zum Vergleich und zur Verdeutlichung der Unterschiede ist in Fig. 4 die Konstruktion des Durchflußsensors eines bekannten Blutflußmeßgerätes schematisch dargestellt, auf das sich auch die bereits erwähnte Veröffentlichung in dem dem Buch "Technical Aspects of Renal Dialysis" (Hrsg. T. H. Frost, Verlag Pitman Medical, Tunbridge Wells, 1978) bezieht. Der Sensor ist hierbei nach Art einer Klammer ausgebildet, die auf den Blutschlauch geklemmt wird. Hierzu sind die beiden Wangen der Klammer durch ein Gelenk 42 und eine

Feder 44 verbunden. Der vordere Teil der Wangen ist in seiner inneren Kontur den Maßen des Blutschlauches angepaßt und umschließt diesen. Die Wandlerelemente 26, 28 sind im vorderen Teil der Wangen angeordnet und unter einem Winkel von ca. 45 Grad auf den Blutschlauch ausgerichtet und durch Einbettung in eine Ver-
 5 Verfüßmasse fixiert.

Eine solche Anordnung hat verschiedene Nachteile, die bei der zuvor beschriebenen vermieden sind:

— Der Winkel (α) zwischen den Wangen ändert sich in Abhängigkeit von den Toleranzen des Schlauch-Außendurchmessers sowie bei Druckänderungen im Schlauch und bei temperaturabhängiger Veränderung der Elastizität des Schlauchmaterials. Durch die Veränderung dieses Winkels verändert sich auch der Anstellwinkel der Wandler in Richtung auf den Strömungskanal und damit der für die Kalibrierung maßgebende Proportionalitätsfaktor.

— Veränderungen der lichten Weite des Schlauches zwischen den Wangen, z. B. infolge von Druckschwankungen oder temperaturabhängiger Veränderung der Elastizität des Schlauchmaterials in Verbindung mit der einwirkenden Federkraft, beeinflussen ebenfalls die Länge der von den Ultraschallwellen im Blut zurückgelegten Strecke und führen somit ebenfalls zu Veränderungen des Meßsignals.

— Die Haupt-Ausbreitungsrichtung der Ultraschallwellen vom sendeseitigen Wandler in den Strömungskanal einerseits und die Richtung der maximalen Empfindlichkeit für die vom Strömungskanal zum empfängerseitigen Wandler gelangenden Ultraschallwellen andererseits wird von den Übertragungsverhältnissen an der Grenzfläche zwischen der inneren Kontur der Wange und der Außenfläche des Schlauches beeinflusst. Eine ungleichmäßige Druckverteilung und/oder ein unvollständiger Flächenkontakt, insbesondere aber Schmutzpartikel oder Luftblasen (45 in Fig. 4), die in das zur Verbesserung der Ankopplung verwendete Gel eingeschlossen sein können, verändern somit ebenfalls in unvorhersehbarer Weise den für die Kalibrierung maßgebenden Proportionalitätsfaktor.

— Die innere Querschnittsfläche von Schläuchen unterliegt, da diese üblicherweise nach einem Extrusionsverfahren hergestellt werden, erheblichen Toleranzen. Aufgrund des Zusammenhanges zwischen Durchfluß, mittlerer Strömungsgeschwindigkeit und Querschnittsfläche führt dies zu einer entsprechenden zusätzlichen Meßunsicherheit.

— Da der Strömungskanal beiderseits der Meßstelle keine vorbestimmte Richtung hat, ergeben sich durch Verlagerung, z. B. Krümmung, des Schlauches Veränderungen des Strömungsprofils, die zu entsprechenden Fehlern führen.

Im Vergleich zu einem induktiven Durchflußmesser, bei dem nicht nur der Strömungsquerschnitt, sondern auch die magnetische Flußdichte und der Elektrodenabstand mit hoher Genauigkeit eingehalten werden müssen, beschränken sich diese hohen Anforderungen bei dem Gegenstand der Erfindung unter der Voraussetzung einer exakten Führung der Ultraschallwellen im wesentlichen auf die Genauigkeit des Strömungsquerschnitts und der Anregungsfrequenz. Durch die Herstel-

lung des Meßeinsatzes als Präzisions-Spritzteil bzw. Anwendung eines quarzgesteuerten Generators für die Schwingungsanregung können beide Anforderungen mit geringem Aufwand erfüllt werden. Ein weiterer Vorteil der Durchflußmessung nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip gegenüber der induktiven Durchflußmessung ergibt sich daraus, daß die Amplitude der Meßsignale eine untergeordnete Rolle spielt. Der Meßeffect liegt vielmehr in einer Frequenzänderung, die relativ leicht fehlerfrei ausgewertet werden kann.

In Fig. 7 ist ein Blockschema einer Schaltungsanordnung für den Betrieb des Sensors und für die Auswertung des Meßsignals angegeben. Der sendeseitige Ultraschallwandler 28 wird von einem Hochfrequenzgenerator 48 mit einer Frequenz in der Größenordnung von einigen MHz gespeist. Zur Verstärkung des von dem empfängerseitigen Ultraschallwandler 26 gelieferten Signals dient der Verstärker 52. Das empfangene Signal enthält neben Anteilen der Sendefrequenz das eigentliche Meßsignal in Form eines Schwingungsanteils, der aufgrund des Dopplereffekts eine der mittleren Strömungsgeschwindigkeit proportionale Frequenzverschiebung aufweist. Der der Sendefrequenz entsprechende Signalanteil rührt daher, daß ein Teil der ausgesendeten Ultraschallwellen durch den Körper des Meßeinsatzes zum empfängerseitigen Wandler gekoppelt wird. Dieser Signalanteil kann eine beträchtliche Amplitude haben, so daß es zweckmäßig sein kann, ein vom Hochfrequenzgenerator 48 abgeleitetes gegenphasiges Signal zu überlagern, zum eine Übersteuerung des Verstärkers 52 zu vermeiden. Hierzu dient die Kompensationsschaltung 53.

Das verstärkte Signal gelangt zu der Mischstufe 54, um die niederfrequente Differenzfrequenz, die der mittleren Strömungsgeschwindigkeit und somit dem Durchfluß entspricht, zu gewinnen. Diese wird durch den nachfolgenden Tiefpaß 55 von den übrigen Frequenzanteilen getrennt.

Zur Anzeige des Durchflusses gelangt das Ausgangssignal des Tiefpasses zum Eingang eines Frequenzmessers 56 mit entsprechender Anzeigevorrichtung. Außerdem kann eine Anzeige der Gesamt-Blutmenge erhalten werden, indem das Signal einem Zähler 57 mit entsprechender Anzeigevorrichtung zugeführt werden. Darüber hinaus bestünde, z. B. im Zusammenhang mit Regelungssystemen zur Durchflußregelung, die Möglichkeit, mit Hilfe eines Frequenz-Spannungs-Umsetzers eine der Ausgangsfrequenz des Tiefpasses 55 proportionale Spannung zu gewinnen.

Durch eine mit der Mischstufe 54 verbundene Diskriminatorschaltung 58 wird die Information über die Richtung des Durchflusses, erkennbar an der Richtung der Frequenzverschiebung des Meßsignals gegenüber der anregenden Schwingung, gewonnen. Diese Information wird gemäß der in Fig. 5 gezeigten Anordnung dazu benutzt, den Durchfluß vorzeichenrichtig anzuzeigen und bei der bei der Summierung durch den Zähler ebenfalls vorzeichenrichtig zu berücksichtigen.

In Fig. 7 ist schließlich ein Ausführungsbeispiel eines Durchflußsensors gezeigt, der z. B. als Bestandteil implantierbarer künstlicher Organe geeignet ist. Der Meßeinsatz weist auch bei diesem Ausführungsbeispiel zwei auf den Strömungskanal 16 gerichtete seitliche Ansätze 22, 24 auf, die der Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen dienen. Die beiden Ultraschallwandler 26, 28 sind jedoch fest mit den seitlichen Ansätzen verbunden, z. B. durch Aufkleben auf die Koppelflächen. Um die durch die Gestaltung der seitlichen

Ansätze gegebene Führung der Ultraschallwellen auch dann aufrechtzuerhalten, wenn der Sensor in ein den Ultraschall gut leitendes Medium eingebettet wird, wie es z. B. bei einer Implantation der Fall ist, ist der gesamte Bereich der Ultraschallwandler und der seitlichen Ansätze und der betreffende Teil des Meßeinsatzes in eine die Ultraschallwellen stark dämpfenden Schaumstoffumhüllung 60 eingebettet.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

Nummer:
 Int. Cl.4:
 Anmeldetag:
 Offenlegungstag:

37 20 668
 A 61 B 8/06
 23. Juni 1987
 5. Januar 1989

9

3720668

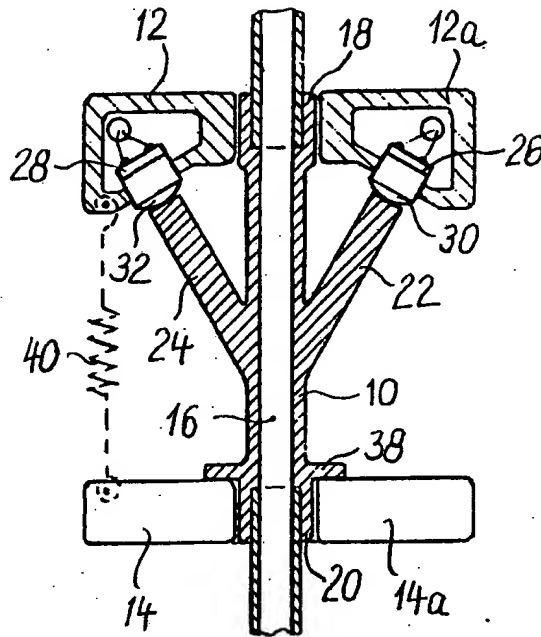


Fig. 1

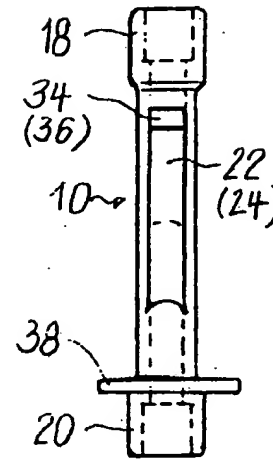


Fig. 2

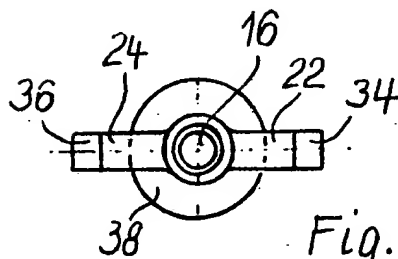


Fig. 3

3720668

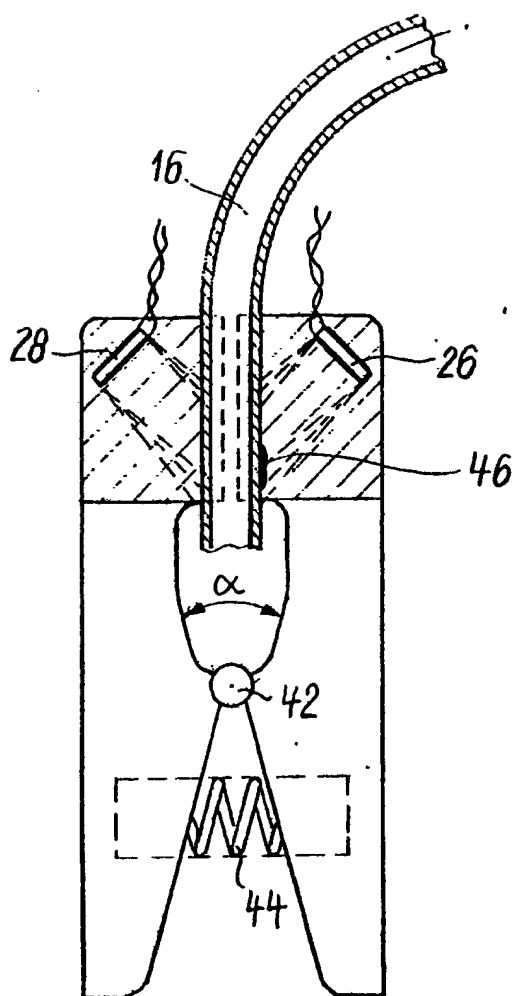


Fig. 4

3720668

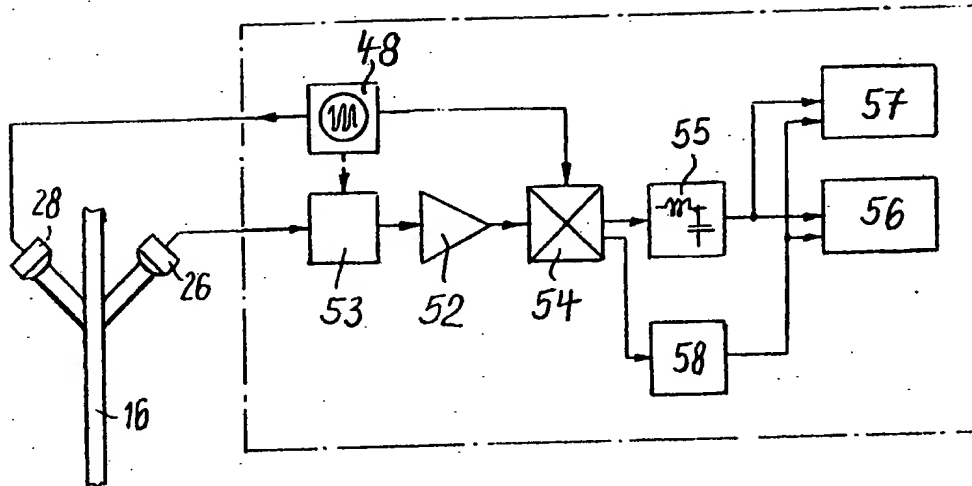
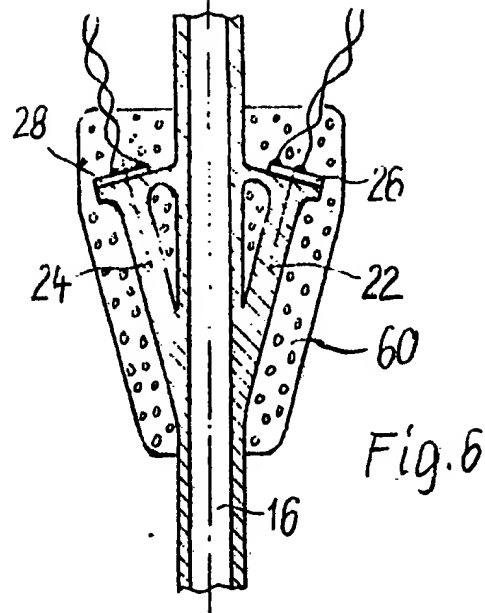


Fig. 5

3720668



DERWENT-ACC-NO: 1989-016330

DERWENT-WEEK: 198903

COPYRIGHT 1999 DERWENT INFORMATION LTD

TITLE: Ultrasonic blood-flow monitor - has two oblique arms attached to main channel terminating in ultrasonic transducers, with coil spring maintaining good sound conduction

INVENTOR: SCHAEEL, W

PATENT-ASSIGNEE: SCHAL W[SCHAI]

PRIORITY-DATA: 1987DE-3720668 (June 23, 1987)

PATENT-FAMILY: PUB-NO	PUB-DATE	LANGUAGE	PAGES	MAIN-IPC
DE 3720668 A	January 5, 1989	N/A	012	N/A

APPLICATION-DATA: PUB-NO	APPL-DESCRIPTOR	APPL-NO	APPL-DATE
DE 3720668A	N/A	1987DE-3720668	June 23, 1987

INT-CL (IPC): A61B008/06

ABSTRACTED-PUB-NO: DE 3720668A

BASIC-ABSTRACT:

The flow sensor is contained in a disposable insert (10). This comprises the main channel (16) with two obliquely attached arms (22,24) and a collar (38). A piezo-electric, ceramic, ultrasound transducer (26,28) with elastic acoustic coupling piece (30,32) is attached to the end of each arm and rests in a holder (12,12a).

Good sound conduction is maintained by the pressure of a coil spring (30) that pulls the base (14,14a), supported by the collar, towards the holders and the ultrasound waves are guided by the arms in the required direction.

USE/ADVANTAGE - Monitoring external blood flow, e.g. haemo-dialysis, haemo-filtration, heart-lung machine or implanted artificial organ. Non-invasive, accurate system not affected by e.m. interference or damp environment and includes cheap disposable components.

CHOSEN-DRAWING: Dwg.1/6

TITLE-TERMS: ULTRASONIC BLOOD FLOW MONITOR TWO OBLIQUE ARM ATTACH MAIN CHANNEL
TERMINATE ULTRASONIC TRANSDUCER COIL SPRING MAINTAIN SOUND
CONDUCTING

DERWENT-CLASS: P31 S05

EPI-CODES: S05-D01B1; S05-D03;

SECONDARY-ACC-NO:
Non-CPI Secondary Accession Numbers: N1989-012594